

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

PCT/JP 03/15358

01.12.03

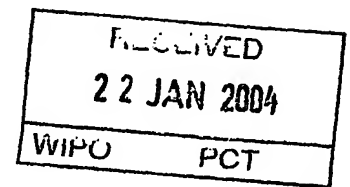
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 2 年 1 2 月 2 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 2 - 3 5 0 1 9 8
Application Number:
[ST. 10/C] : [J P 2 0 0 2 - 3 5 0 1 9 8]

出 願 人 アークレイ株式会社
Applicant(s):

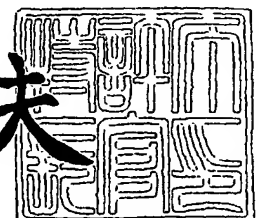


PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2 0 0 4 年 1 月 8 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 P14-417Z02

【提出日】 平成14年12月 2日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G01N 27/26
G01N 33/50

【発明の名称】 分析用具

【請求項の数】 12

【発明者】

 【住所又は居所】 京都府京都市南区東九条西明田町 5 7 アークレイ株式
 会社内

 【氏名】 白木 裕章

【発明者】

 【住所又は居所】 京都府京都市南区東九条西明田町 5 7 アークレイ株式
 会社内

 【氏名】 日下 靖英

【発明者】

 【住所又は居所】 京都府京都市南区東九条西明田町 5 7 アークレイ株式
 会社内

 【氏名】 小林 大造

【特許出願人】

 【識別番号】 000141897

 【住所又は居所】 京都府京都市南区東九条西明田町 5 7

 【氏名又は名称】 アークレイ株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100086380

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 吉田 稔

 【連絡先】 0 6 - 6 7 6 4 - 6 6 6 4

【選任した代理人】

【識別番号】 100103078

【弁理士】

【氏名又は名称】 田中 達也

【選任した代理人】

【識別番号】 100105832

【弁理士】

【氏名又は名称】 福元 義和

【選任した代理人】

【識別番号】 100117167

【弁理士】

【氏名又は名称】 塩谷 隆嗣

【選任した代理人】

【識別番号】 100117178

【弁理士】

【氏名又は名称】 古澤 寛

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 024198

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0103432

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 分析用具

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の端子および分析回路を備えた分析装置に装着して使用され、かつ上記分析装置に装着したときに上記複数の端子に接触させるための複数の電極を備えた分析用具であって、

上記複数の電極のうちの少なくとも 1 つの電極は、当該電極を除く他の電極よりも外乱ノイズが飛来し易いように構成された外乱ノイズ対策電極とされていることを特徴とする、分析用具。

【請求項 2】 上記複数の電極は、上記分析回路に対して電氣的に接続させるための第 1 電極と、この第 1 電極とともに目的部位に対して電圧を印加するための第 2 電極と、を含んでおり、かつ、

上記第 2 電極は、上記外乱ノイズ対策電極とされている、請求項 1 に記載の分析用具。

【請求項 3】 上記複数の電極は、上記分析回路に対して電氣的に接続させるための第 1 電極と、この第 1 電極とともに目的部位に対して電圧を印加するための第 2 電極と、上記目的部位に対する電圧印加に関与しない第 3 電極と、を含んでおり、かつ、

上記第 3 電極は、上記外乱ノイズ対策電極とされている、請求項 1 に記載の分析用具。

【請求項 4】 上記複数の電極は、上記分析回路に対して電氣的に接続させるための第 1 電極と、この第 1 電極とともに目的部位に対して電圧を印加するための第 2 電極と、上記目的部位に対する電圧印加に関与しない第 3 電極と、を含んでおり、かつ、

上記第 2 および第 3 電極は、上記外乱ノイズ対策電極とされている、請求項 1 に記載の分析用具。

【請求項 5】 上記第 3 電極は、当該分析用具を上記分析装置に装着したときに、上記分析回路とは電氣的に接続されないように構成されている、請求項 3 または 4 に記載の分析用具。

【請求項 6】 上記分析装置の複数の端子は、グラウンドに接続されたグラウンド接続用端子を含んでおり、

上記外乱ノイズ対策電極は、当該分析用具を上記分析装置に装着したときに、上記グラウンド接続用端子に接触するように構成されている、請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の分析用具。

【請求項 7】 試料を移動させるための流路と、上記複数の電極が形成された基板と、この基板に接合され、かつ上記流路内の空気を排出するための排気口が形成されたカバーと、を備えている、請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の分析用具。

【請求項 8】 上記外乱ノイズ対策電極は、上記排気口を介して飛来する外乱ノイズを入力させるための入力部を有している、請求項 7 に記載の分析用具。

【請求項 9】 上記入力部は、平面視において、上記排気口を囲むようにして形成されている、請求項 8 に記載の分析用具。

【請求項 10】 上記外乱ノイズ対策電極は、上記複数の電極のうちの上記外乱ノイズ対策電極以外の電極うちの少なくとも 1 つの電極を囲むようにして形成されている、請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の分析用具。

【請求項 11】 上記外乱ノイズ対策電極は、上記基板の周縁に沿って形成されている、請求項 7 ないし 10 のいずれかに記載の分析用具。

【請求項 12】 請求項 1 ないし 11 のいずれかに記載した分析用具であって、当該分析用具を上記分析装置に装着する際に、上記外乱ノイズ対策電極が、上記複数の電極のうちの上記外乱ノイズ対策電極以外の電極よりも先に、上記複数の端子のうちの対応する端子に接触するように構成されている、分析用具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、試料中の特定成分を分析するために使用される分析用具、たとえば血糖値を測定するために使用される分析用具に関する。

【0002】

【従来の技術】

血糖値を測定する一般的な方法としては、酸化還元反応を利用したものがある。その一方で、自宅や出先などで簡易に血糖値の測定が行えるように、手のひらに収まるようなサイズの簡易型の血糖値測定装置が汎用されている。この簡易型の血糖値測定装置では、酸素反応場を提供するとともに使い捨てとして構成されたバイオセンサを装着した上で、このバイオセンサに血液を供給することにより血糖値の測定が行われる。

【0003】

血糖値を測定する方法としては、電気化学的手法を利用したものがある。この手法を採用する場合、たとえば図11に示したように、バイオセンサ8を血糖値測定装置9に装着することにより血糖値が測定される（たとえば特許文献1参照）。バイオセンサ8は、絶縁基板80と、酵素反応場に対して電圧を印加するための第1および第2電極81、82と、を備えたものとして構成される。一方、血糖値測定装置9は、第1および第2電極81、82に接触させるための第1および第2端子91、92を有するコネクタ部90と、コネクタ部90からの情報に基づいて血糖値を演算するための測定回路93と、を備えたものとして構成される。

【0004】

血糖値測定装置9は、様々な外乱ノイズの影響を受けるが、この外乱ノイズにより測定値が影響を受け、あるいは電子部品が破壊されて測定不能になる場合がある。特に携帯可能な小型の測定装置においては、人体からの静電気の影響を受け易い。すなわち、血糖値測定装置9では、バイオセンサ8は、通常、血糖値測定装置9に対して手操作で装着されるため、人体が静電気を帯びていれば、その静電気がバイオセンサ8の第1および第2電極81、82、あるいは血糖値測定装置9の第1および第2端子91、92に飛来する。この静電気は、何らの手立ても講じなければ、外乱ノイズとして、たとえば第1電極81や第1端子91を介して測定回路93に入力されてしまう。したがって、静電気の影響を低減するために、血糖値測定装置9の第1および第2端子91、92の配置を工夫したり、あるいは測定回路93を構成する個々の電子部品の耐電圧を大きくする方法などが採用されている。また、静電気対策としては、コネクタ部やその近傍に導電

性シートを配置する方法も考えられている（たとえば特許文献2参照）。

【0005】

【特許文献1】

特公平8-10208号公報

【特許文献2】

実公平8-2609号公報

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来の外乱ノイズ対策は、分析装置9の構成に改良を加えるという手法を採用することにより行われている。そのため、分析装置9の装置構成が複雑化および大型化し、製造コストが高くなる。

【0007】

近年においては、バイオセンサ8の製造コストを低減するために、第1および第2電極81、82の厚みを小さくする傾向がある。また、バイオセンサ8を簡易型の血糖値測定装置9に適合させるためには、第1および第2電極81、82を含めたバイオセンサ8のサイズを小さくせざるを得ない。これらの場合、第1および第2電極81、82の抵抗が大きくなるために、たとえば図11に示した回路構成では、第1電極81と血糖値測定装置9の第1端子91との接点を静電気が移動しようとする際に、この接点近傍において大きなジュール熱が発生する。そして、発生するジュール熱が大きければ、第1電極81が溶けてしまうこともある。そうすると、装着されたバイオセンサ8では血糖値測定を行うことができないばかりか、血糖値測定装置9の第1端子91にバイオセンサ8の第1電極81の溶融物が付着して第1端子81の抵抗値が変わってしまい、以後の応答電流値の測定において誤差を生じてしまう。このような不具合は、第1電極81の厚みを小さくするほど顕著に現れる。

【0008】

本発明は、このような事情のもとに考え出されたものであって、分析装置および分析用具を用いて試料の分析を行う場合に、分析装置を大型化することなくコスト的に有利に静電気などの外乱ノイズの影響を抑制し、たとえば分析用具の電

極の厚みが小さくなっても、外乱ノイズに対して適切に対応できるようにすることを課題としている。

【0009】

【発明の開示】

本発明では、上記した課題を解決するため、次の技術的手段を講じている。すなわち、本発明により提供される分析用具は、複数の端子および分析回路を備えた分析装置に装着して使用され、かつ上記分析装置に装着したときに上記複数の端子に接触させるための複数の電極を備えた分析用具であって、上記複数の電極のうちの少なくとも1つの電極は、当該電極を除く他の電極よりも外乱ノイズが飛来し易いように構成された外乱ノイズ対策電極とされていることを特徴としている。

【0010】

複数の電極は、分析回路に対して電氣的に接続させるための第1電極と、この第1電極とともに分析用具の目的部位に対して電圧を印加するための第2電極と、を含んだものとして構成される。複数の電極は、目的部位に対する電圧印加に関与しない第3電極を含んでいてもよい。これらの場合、第2および第3電極のうちの少なくとも一方の電極が外乱ノイズ対策電極とするのが好ましい。第3電極は、分析用具を分析装置に装着したときに、分析回路とは電氣的に接続されないように構成するのが好ましい。

【0011】

本発明の分析用具の使用対象となる分析装置は、たとえば複数の端子のうちの少なくとも1つがグランド接続されたグランド接続用端子とされたものである。この場合、外乱ノイズ対策電極は、本発明の分析用具を分析装置に装着したときに、グランド接続用端子に接触するように構成される。

【0012】

本発明の分析用具は、たとえば試料を移動させるための流路と、複数の電極が形成された基板と、この基板に接合され、かつ流路内の空気を排出するための排気口が形成されたカバーと、を備えたものとして構成される。この場合、外乱ノイズ対策電極は、排気口を介して飛来する外乱ノイズを入力させるための入力部

を有するものとして構成するのが好ましい。入力部は、たとえば平面視において、排気口を囲むように形成される。

【0013】

外乱ノイズ対策電極は、外乱ノイズが飛来しやすいように、複数の電極のうちの外乱ノイズ対策電極以外の電極うちの少なくとも1つの電極を囲むようにして形成し、また基板の周縁に沿って形成するのが好ましい。

【0014】

本発明の分析用具は、当該分析用具を分析装置に装着する際に、外乱ノイズ対策電極が、複数の電極のうちの外乱ノイズ対策電極以外の電極よりも先に、上記複数の端子のうちの対応する端子に接触するように構成するのが好ましい。このような構成は、たとえば複数の電極における分析装置の複数の端子に直接接触する部分について、外乱ノイズ対策電極の該当部分を、他の電極の該当部分よりも基板における挿入縁（基板における分析装置に対する挿入方向に位置する縁）よりの部位に配置することにより達成することができる。

【0015】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好ましい実施の形態について、図面を参照して具体的に説明する。

【0016】

先ず、本発明の第1の実施の形態について、図1ないし図5を参照して説明する。

【0017】

図1ないし図3に示したバイオセンサX1は、分析装置Y1に装着して使用するものであり（図4参照）、基板1の上面10に、スペーサ2を介してカバー3を積層した形態を有している。バイオセンサX1には、各要素1～3により流路4が形成されている。流路4は、毛細管現象により試料を移動させ、かつ反応場を提供するためのものである。

【0018】

スペーサ2は、流路4の寸法を規定するためのものであり、先端部が開放した

スリット 20 が形成されている。このスリット 20 により、流路 4 の幅寸法および長さ寸法が規定されている。スリット 20 における先端の開放部は、流路 4 内に試料を導入するための試料導入口 40 を構成している。

【0019】

カバー 3 は、排気口 30 を有している。排気口 30 は、流路 4 の内部の気体を外部に排気するためのものであり、流路 4 の内部と連通している。

【0020】

基板 1 は、絶縁性材料により長矩形状に形成されている。基板 1 の上面 10 には、反応場に対して電圧を印加するための作用極 11 および対極 12 が形成されている。対極 11 および作用部 12 は、たとえば導体ペーストを用いたスクリーン印刷により形成することができる。

【0021】

作用極 11 は、端部 11A が基板 1 の短手方向に延びており、その余の部分が基板 1 の長手方向に延びている。作用極 11 の端部 11B は、基板 1 の短手縁 13 の近傍に配置されており、後述する分析装置 Y1 にバイオセンサ X1 を装着したときに、分析装置 Y1 の第 1 端子 50A に接触する部分である（図 4 参照）。

【0022】

一方、対極 12 は、外乱ノイズ対策電極として機能するものであり、作用極 11 を囲むように U 字状に形成されたメインライン部 12A と、このメインライン部 12A から分岐した一対の分岐部 12B を有している。メインライン部 12A の端部 12Aa, 12Ab は、基板 1 の短手縁 13 の近傍に配置されている。端部 12Aa は、後述する分析装置 Y1 にバイオセンサ X1 を装着したときに、分析装置 Y1 の第 2 端子 50B に接触する部分であり（図 4 参照）、作用極 11 の端部 11B よりも基板 1 の短手縁 13 により近い部位に配置されている。一対の分岐部 12B は、平面視において排気口 30 を挟むように、基板 1 の長手方向に並んで配置されている。その結果、対極 12 の全体としては、平面視において作用極 11 および排気口 30 を囲むような形態とされている。

【0023】

作用極 11 の端部 11A と、メインライン部 12A における基板 1 の短手方向

に延びる部分との間は、試薬部 14 により繋がられている。この試薬部 14 は、たとえば酸化還元酵素および電子伝達物質を含んだ固体状に形成されており、試料が供給されたときに溶解するように構成されている。酸化還元酵素や電子伝達物質の種類は、測定対象成分の種類などに応じて選択され、たとえばグルコース濃度を測定する場合には、酸化還元酵素としてグルコースデヒドロゲナーゼやグルコースオキシダーゼが使用され、電子伝達物質としてフェリシアン化カリウムが使用される。

【0024】

バイオセンサ X 1 は、図 4 に示したように分析装置 Y 1 に装着して使用される。この分析装置 Y 1 は、作用極 11 および対極 12 の端部 11B, 12Aa に接触させるための第 1 および第 2 端子 50A, 50B を有するコネクタ部 50 と、コネクタ部 50 からの情報に基づいて血糖値を演算するための分析回路 51 と、を備えている。第 1 端子 50A と分析回路 51 との間は、信号線 52 を介して電氣的に接続されており、この信号線 52 の途中に電流電圧変換アンプ 53 が配置されている。電流電圧変換アンプ 53 は、バイオセンサ X 1 から電流値として得られた情報を電圧値に変換し、分析回路 51 に入力するためのものである。一方、第 2 端子 50B は、グランドに接続されている。

【0025】

バイオセンサ X 1 を用いて試料の分析を行う場合には、たとえば分析装置 Y 1 に対してバイオセンサ X を装着した後に、バイオセンサ X 1 の試料導入口 40 から試料（典型的には血液や尿）を導入すればよい。

【0026】

分析装置 Y 1 にバイオセンサ X 1 を装着した場合、バイオセンサ X 1 における作用極 11 および対極 12 の端部 11B, 12Aa が分析装置 Y 1 の第 1 および第 2 端子 50A, 50B と接触する。バイオセンサ X 1 における対極 12 の端部 12Aa は、作用極 11 の端部 11B よりも基板 1 の短手縁 13 よりの部位に形成されている。そのため、分析装置 Y 1 にバイオセンサ X 1 を装着する過程においては、図 5 に示したように、対極 12 の端部 12Aa が第 2 端子 50B に接触した後、図 4 に示したように作用極 11 の端部 11B が第 1 端子 50A と接触す

る。

【0027】

一方、バイオセンサ X 1 に供給された試料は、図 1 および図 2 から予想されるように、流路 4 の内部を毛細管現象によって排気口 30 に向けて移動し、これによって流路 4 の内部が試料により満たされる。このとき、試料によって試薬部 14 が溶解し、流路 4 の内部に液相反応系が構築される。この液相反応系に対しては、たとえば分析装置 Y 1 の直流電源（図示略）によって、図 4 から分かるように分析装置 Y 1 の第 1 および第 2 端子 50 A、50 B、作用極 11 および対極 12 を介して、電圧が印加される。このときの応答電流は、バイオセンサ X 1 の作用極 11 および分析装置 Y 1 の第 1 端子 50 A を介して、電流電圧変換アンプ 53 に入力される。分析回路 51 には、電流電圧変換アンプ 53 において電流から電圧に変換された情報が、たとえば図外の A/D 変換器によってデジタル信号化されてから入力される。分析回路 51 では、応答電流に対応するデジタル信号に基づいて、試料の分析、たとえば血液中のグルコース濃度の演算が行われる。

【0028】

上述したように、分析装置 Y 1 にバイオセンサ X 1 を装着する場合には、人体に帯電した静電気が、バイオセンサ X 1 の作用極 11 および対極 12 に飛んでしまうことがある。とくに、排気口 30 からは、作用極 11 および対極 12 に静電気が飛来しやすい。これに対して、バイオセンサ X 1 では、飛来してきた静電気に対して、対極 12 によって対応することとしている。すなわち、対極 12 を平面視において作用極 11 および排気口 30 を囲むように形成することにより、人体からの静電気を作用極 11 よりも対極 12 のほうに積極的に入力させるようにしている。対極 12 に入力した静電気は、対極 12 が分析装置 Y の第 2 端子 50 B を介してグランドに接続されているために、第 2 端子 50 B を介してグランドに落とし込まれて除去される。その一方、分析装置 Y 1 にバイオセンサ X 1 を装着する過程においては、図 5 に示したように対極 12 の端部 12 A a が作用極 11 の端部 11 B よりも先に接触する。そのため、上述した静電気の除去は、作用極 11 の端部 11 B が第 1 端子 50 A に接触するよりも以前に、対極 12 の端部 12 A a が第 2 端子 50 B を接触した瞬間に行われる。その結果、作用極 11 の

端部 11B が第 1 端子 50A に接触したときには、対極 11 からは既に静電気が除去されており、対極 11 に帯電した静電気が作用極 12 に放電するなどして、それが分析回路 51 に入力されることを抑制することができる。

【0029】

したがって、バイオセンサ X1 を用いれば、作用極 11 および分析装置 Y1 の第 1 端子 50A を介しての分析回路 51 への静電気の入力を抑制することができる。その結果、静電気が分析回路 51 に入力することによる測定エラーや測定誤差の発生を抑制し、また静電気に起因した作用極 11 におけるジュール熱の発生を抑制して、作用極 11 における分析装置 Y1 の第 1 端子 50A との接触部分が溶けてしまうことを回避できるようになる。このような効果は、対極 12 の形態を工夫することにより得ることができる。たとえば作用極 11 や対極 12 をスクリーン印刷により形成する場合には、マスクにおける開口部の形状を変更するだけでよい。したがって、既存の製造ラインを変更することなく、軽微な材料の増加のみにより静電気などの外乱ノイズ対策ができるため、製造コスト的に有利である。もちろん、バイオセンサ X1 は、人体から飛来してくる静電気に限らず、その他の外乱ノイズを除去することもできる。

【0030】

本発明は、上述した実施の形態には限定されず、種々に設計変更可能である。たとえば、対極は、作用極よりも静電気などの外乱ノイズが飛来し易い構成であればよく、その形態は限定されない。たとえば、図 2 に示した構成において、一対の分岐部 12B のうちの一方または双方を省略してもよく、また図 6 に示したように、対極 12' を、平面視において排気口 30 を完全に囲い込むような形態としてもよい。

【0031】

次に、本発明の第 2 の実施の形態について、図 7 および図 8 を参照して説明する。これらの図においては、先に説明したバイオセンサ X1 や分析装置 Y1 (図 1 ないし図 5 参照) と同一の要素については同一の符号を付してあり、重複説明は省略するものとする。

【0032】

図7および図8に示したように、バイオセンサX2には、作用極11および対極12とは別に、外乱ノイズ対策電極15が設けられている。この外乱ノイズ対策電極15は、基板1の周縁を囲むようにU字状に形成されている。

【0033】

図8に示したように、分析装置Y2には、第1および第2端子50A、50Bとは別に、外乱ノイズ対策電極15に接触させるための第3端子50Cが設けられている。この第3端子50Cは、第2端子50Bと同様に、グランドに接続されている。なお、図8においては、第2端子50Bと第3端子50Cとが別々にグランドに接続されているが、これらの端子50B、50Cを一括してグランドに接続してもよい。

【0034】

この構成においては、外乱ノイズ対策電極15に対して最も外乱ノイズが飛来し易く、次いで対極12に対して外乱ノイズが飛来し易くなっている。また、外乱ノイズ対策電極15および対極12は、バイオセンサX2を分析装置Y2に装着したときに、グランドに接続されるように構成されている。したがって、外乱ノイズは、専ら外乱ノイズ対策電極15において除去され、この外乱ノイズ対策電極15において除去されなかった外乱ノイズ、とくに排気口30から飛来する外乱ノイズについては対極12において除去することができる。その結果、作用極11に対して外乱ノイズが入力されることを適切に抑制し、ひいては分析回路51に外乱ノイズが入力されてしまうことを適切に抑制することができるようになる。

【0035】

外乱ノイズ対策電極の構成およびこれに対応した分析装置の構成は、図7および図8に示した形態には限定されず、たとえば図9および図10に示した形態であってもよい。これらの図においては、図7および図8に示したバイオセンサX2や分析装置Y2と同一の要素については同一の符号を付してある。

【0036】

図9に示したバイオセンサX3は、2つの外乱ノイズ対策電極15A、15Bを有している。これらの外乱ノイズ対策電極15A、15Bは、先に説明した外

乱ノイズ対策部 15 (図 7 および図 8 参照) を、試料液導入口 40 において分断した形態を有している。これに対して分析装置 Y3 は、2 つの外乱ノイズ対策電極 15 A, 15 B に接触させるための第 3 および第 4 端子 50 C, 50 D を有している。これらの端子 50 C, 50 D は、グランドに接続されている。

【0037】

一方、図 10 に示したバイオセンサ X4 は、図 7 に示したバイオセンサ X3 と同様に 2 つの外乱ノイズ対策電極 15 C, 15 D を有しており、分析装置 Y4 は、2 つの外乱ノイズ対策電極 15 C, 15 D に接触させるための第 3 および第 4 端子 50 C, 50 D を有している。外乱ノイズ対策電極 15 C は、先に説明した外乱ノイズ対策部 15 (図 7 および図 8 参照) と同様な形態とされている。一方、外乱ノイズ対策電極 15 D は、排気口 30 から基板 1 の短手縁 13 に至るように、基板 1 の長手方向に延びた形態とされている。

【0038】

図 10 に示したバイオセンサ X4 においても、図 9 に示したバイオセンサ X3 のように、外乱ノイズ対策電極 15 C を、試料液導入口 40 において分断した形態としてもよい。また、図 7 ないし図 10 に示したバイオセンサ X2 ~ X4 の外乱ノイズ対策部は一例であり、その形態や個数については設計変更可能である。

【0039】

以上においては、単項目を測定するように構成されたバイオセンサを例にとって説明したが、本発明は複数の項目を測定するように構成された電気化学的センサ、たとえば血液中のグルコースとコレステロールの濃度を測定するように構成された電気化学的センサにも適用できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の第 1 の実施の形態に係るバイオセンサを示す全体斜視図である。

【図 2】

図 1 に示したバイオセンサの透視平面図である。

【図 3】

図 1 に示したバイオセンサの分解斜視図である。

【図 4】

分析装置にバイオセンサを装着した状態を、分析装置に関して回路ブロックで、バイオセンサに関して平面図でそれぞれ示した模式図である。

【図 5】

分析装置にバイオセンサを装着する過程を、分析装置に関して回路ブロックで、バイオセンサに関して平面図でそれぞれ示した模式図である。

【図 6】

本発明に係るバイオセンサの他の例を示す透視平面図である。

【図 7】

本発明の第 2 の実施の形態に係るバイオセンサを示す透視平面図である。

【図 8】

図 7 に示したバイオセンサを分析装置に装着した状態を、分析装置に関して回路ブロックで、バイオセンサに関して平面図でそれぞれ示した模式図である。

【図 9】

本発明の他の例を説明するための模式図であり、分析装置に関して回路ブロックで、バイオセンサに関して平面図でそれぞれ示したものである。

【図 10】

本発明の他の例を説明するための模式図であり、分析装置に関して回路ブロックで、バイオセンサに関して平面図でそれぞれ示したものである。

【図 11】

従来の簡易型の血糖値測定装置およびバイオセンサを説明するための模式図である。

【符号の説明】

X 1 ～ X 4 バイオセンサ

Y 1 ～ Y 4 分析装置

1 基板

1 1 作用極（第 1 電極）

1 2, 1 2' 対極（第 2 電極、外乱ノイズ対策電極）

1 2 B （対極の）分岐部（入力部）

15, 15A, 15B, 15C, 15D 外乱ノイズ対策電極

3 カバー

30 排気口

4 流路

50A (分析装置の) 第1端子

50B (分析装置の) 第2端子 (グランド接続用端子)

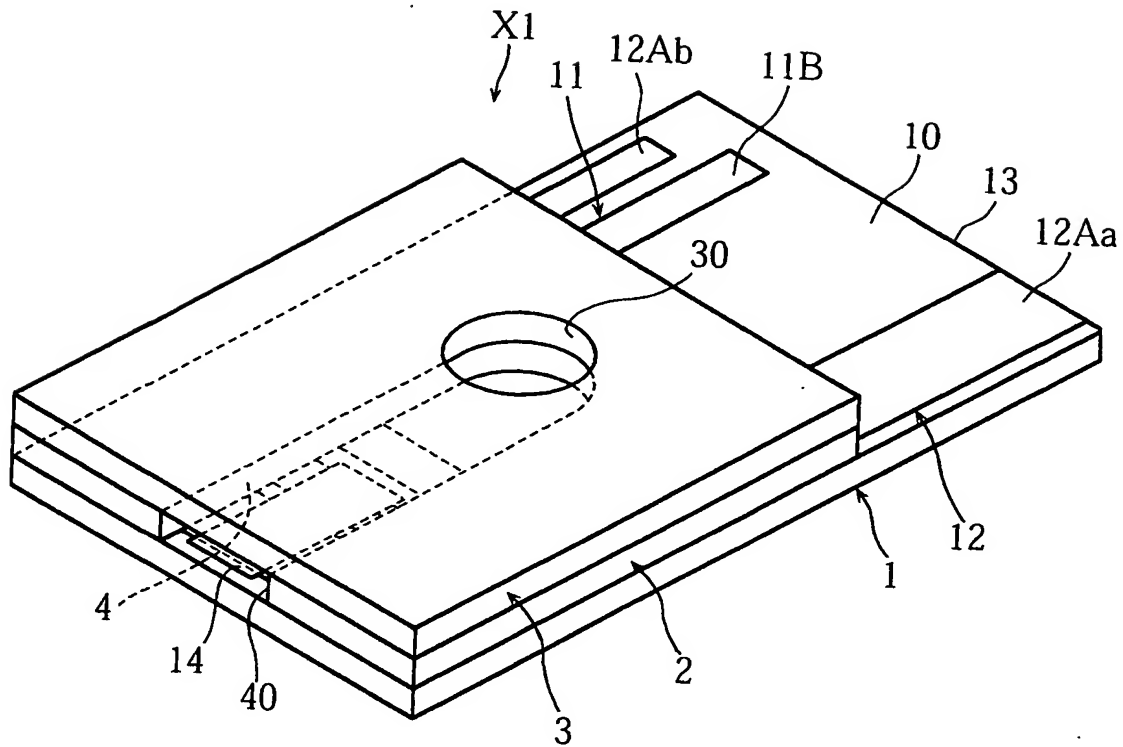
50C (分析装置の) 第3端子 (グランド接続用端子)

50D (分析装置の) 第4端子 (グランド接続用端子)

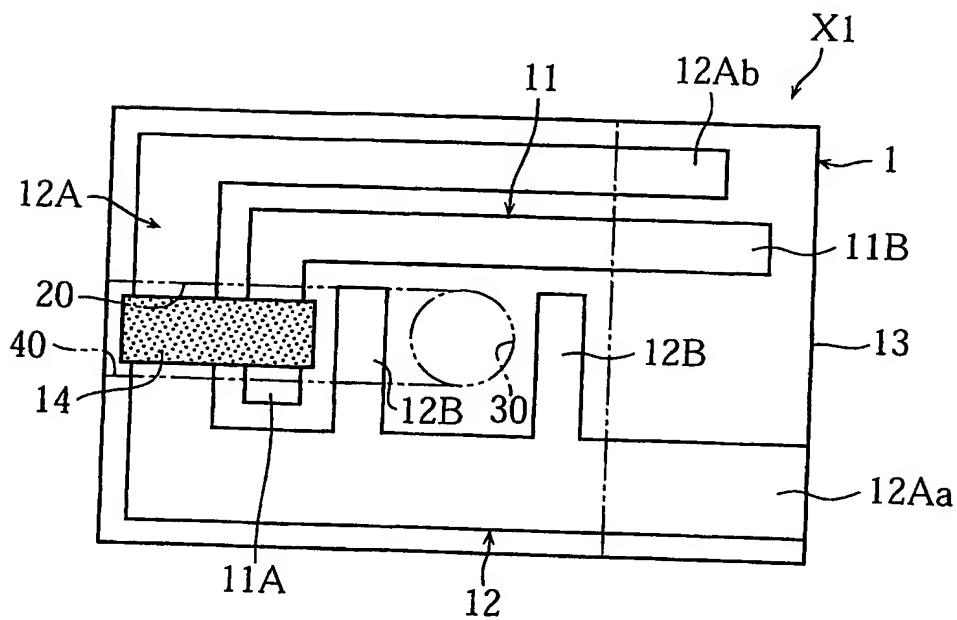
【書類名】

図面

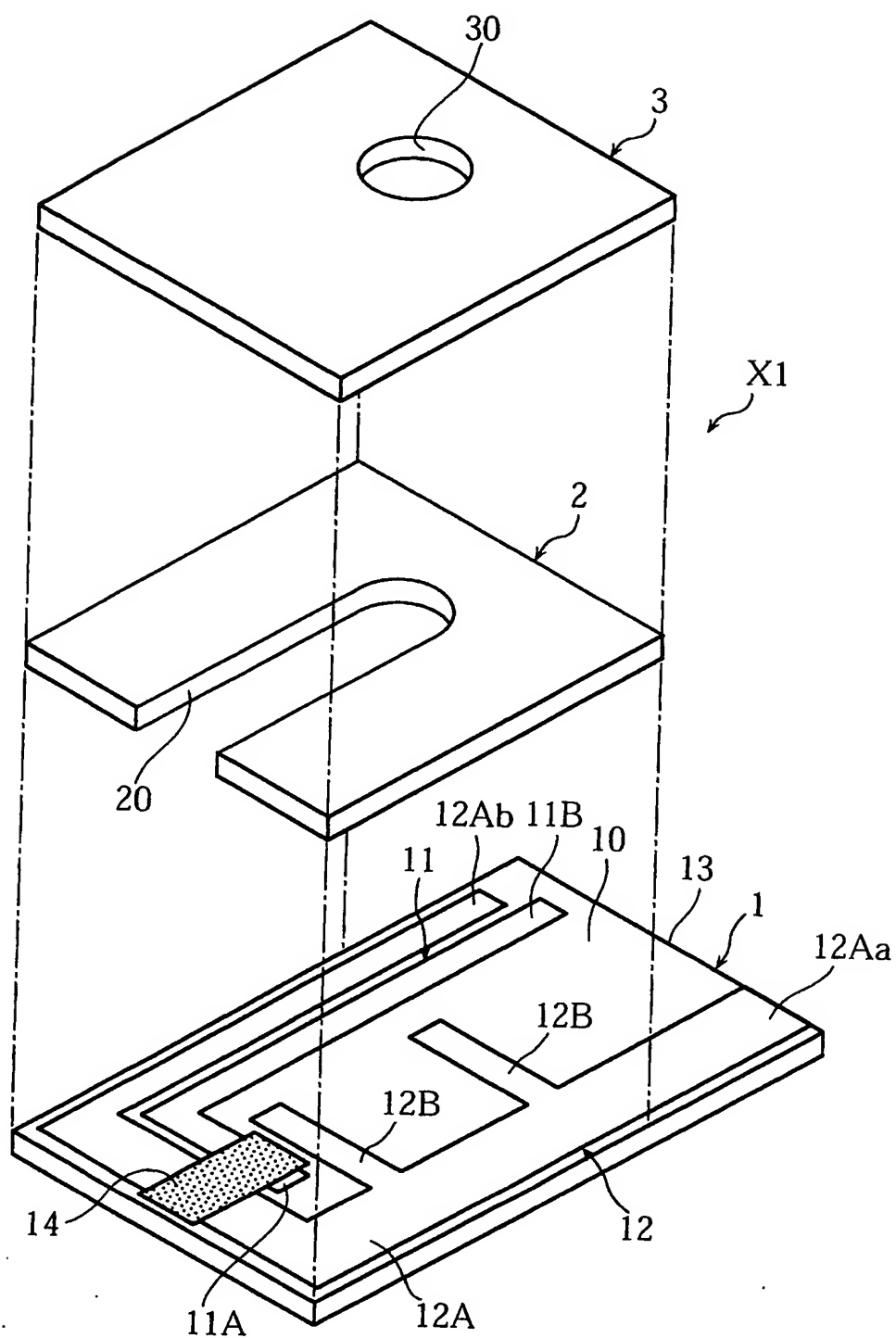
【図 1】



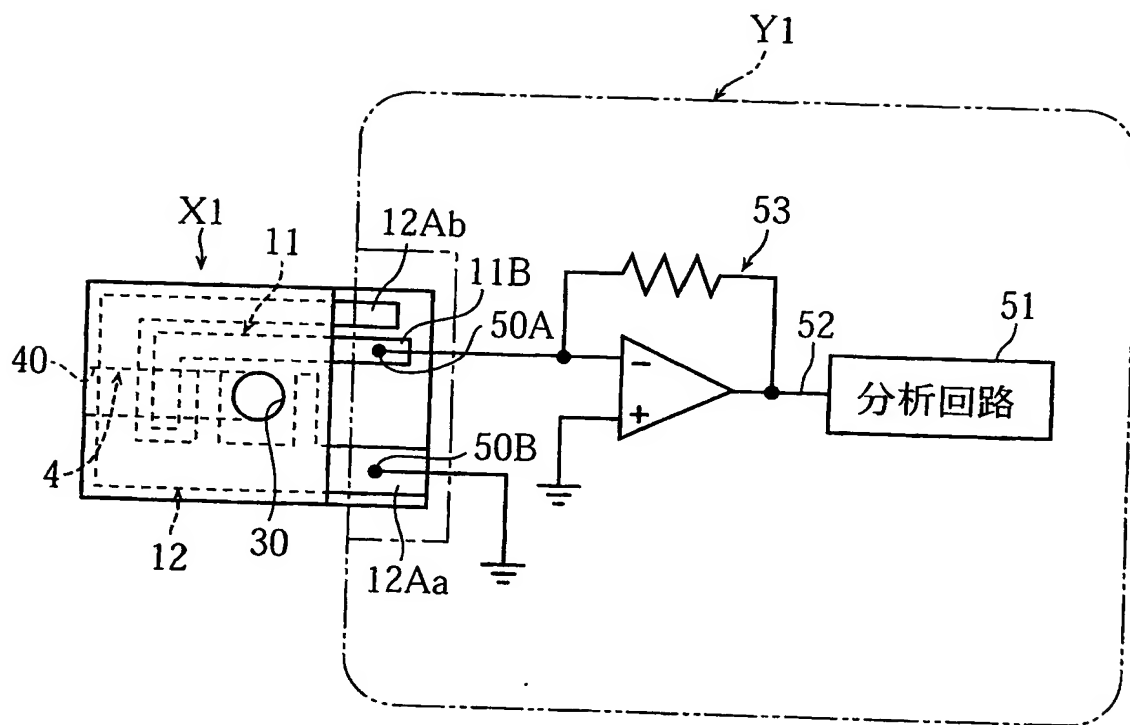
【図 2】



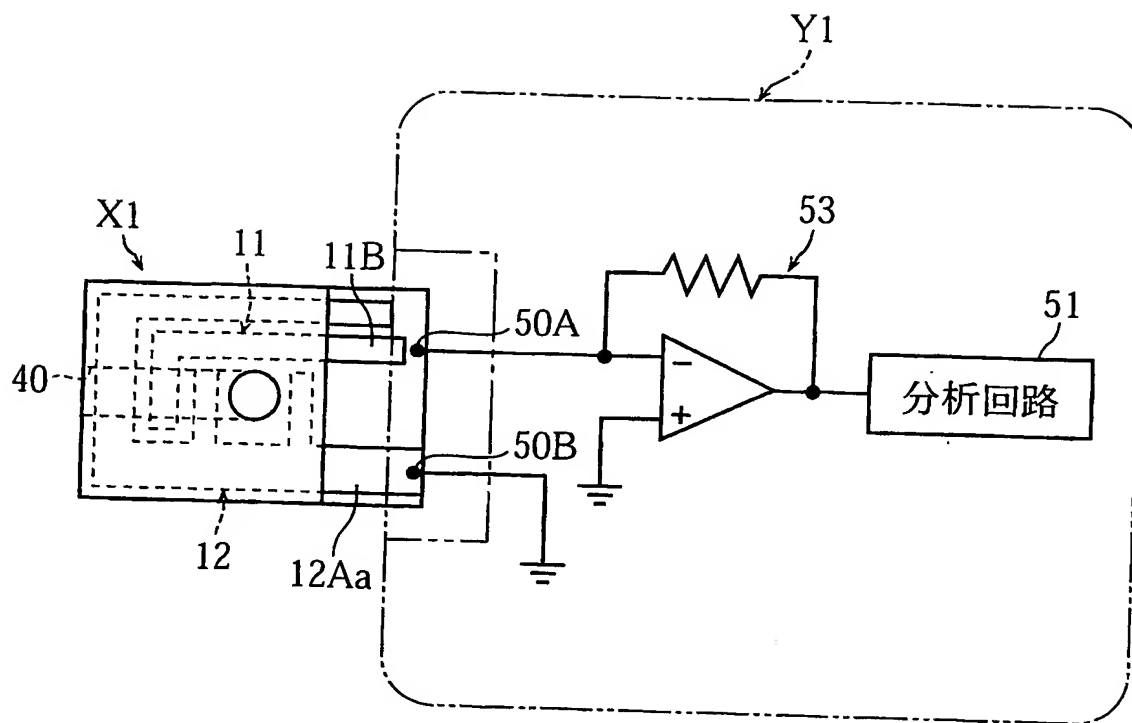
【図 3】



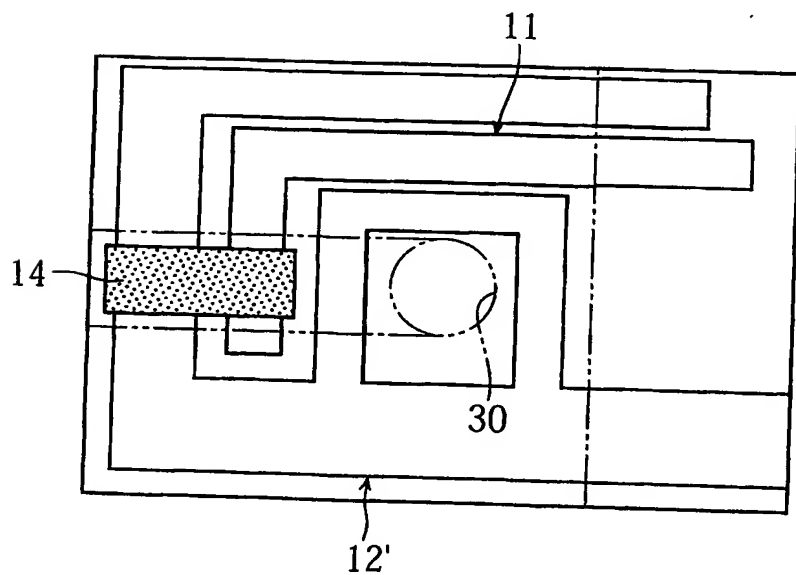
【図 4】



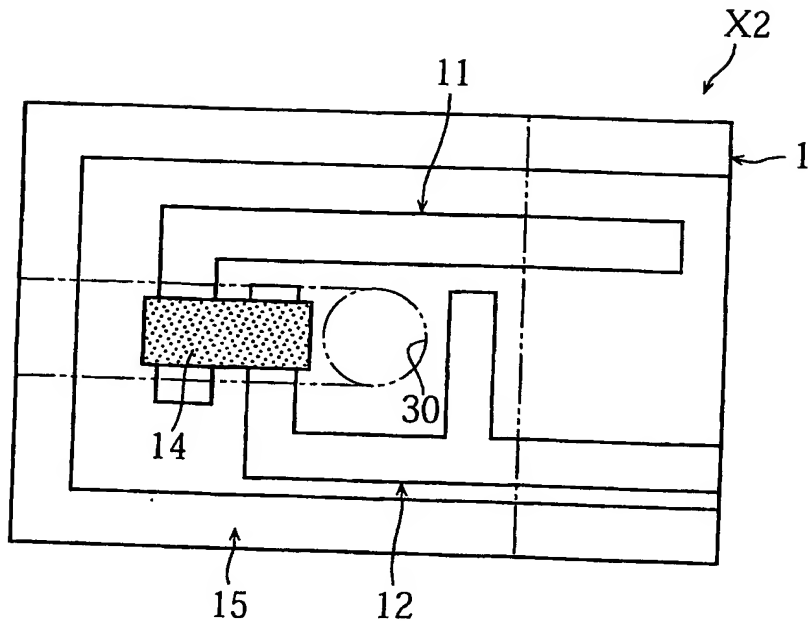
【図 5】



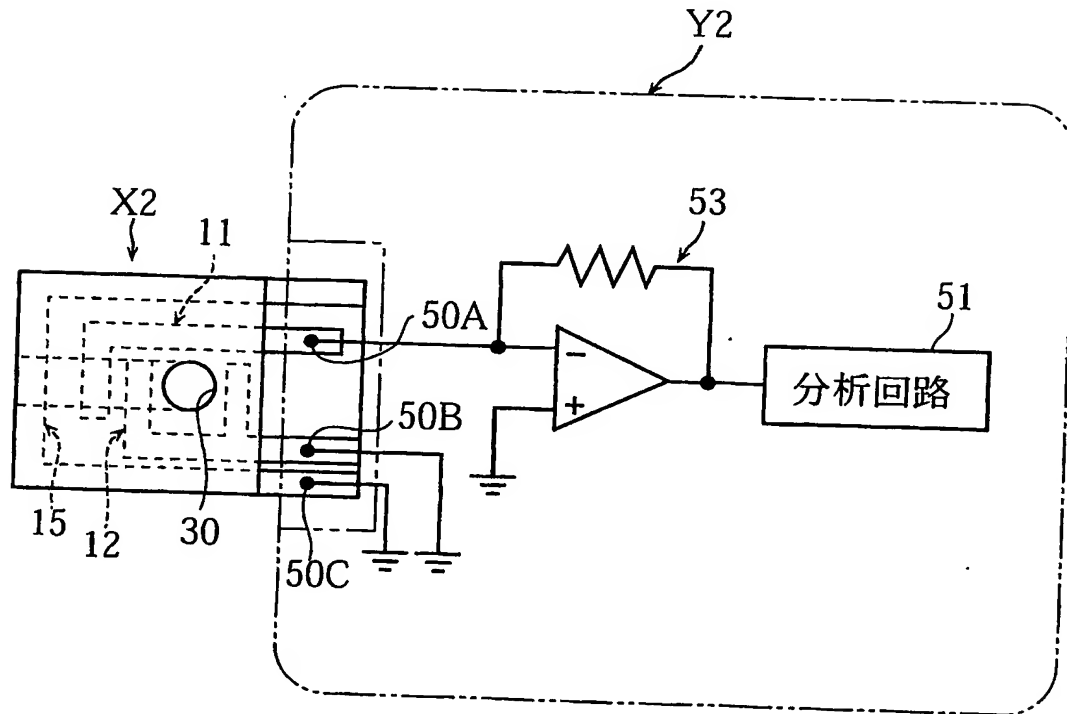
【図 6】



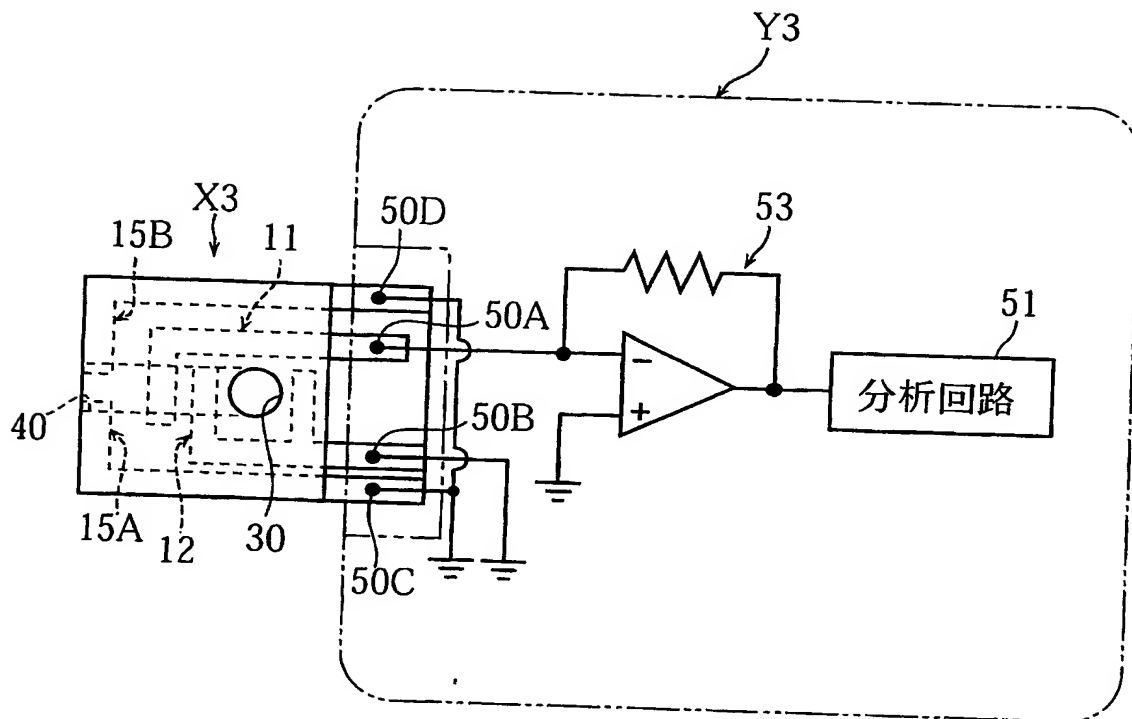
【図 7】



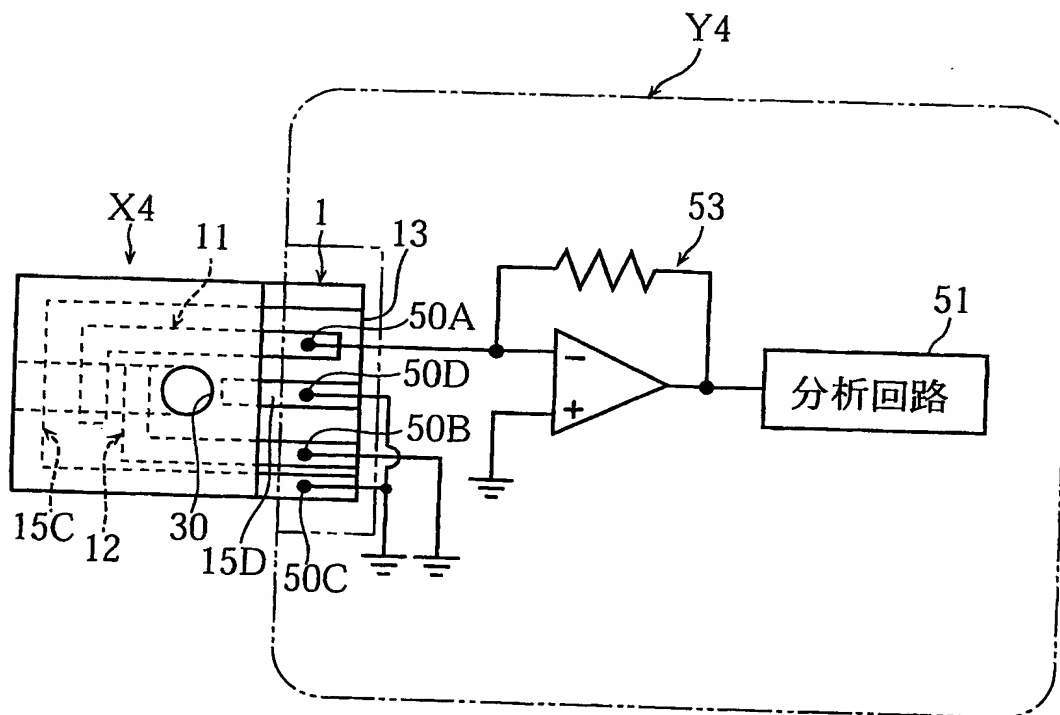
【図 8】



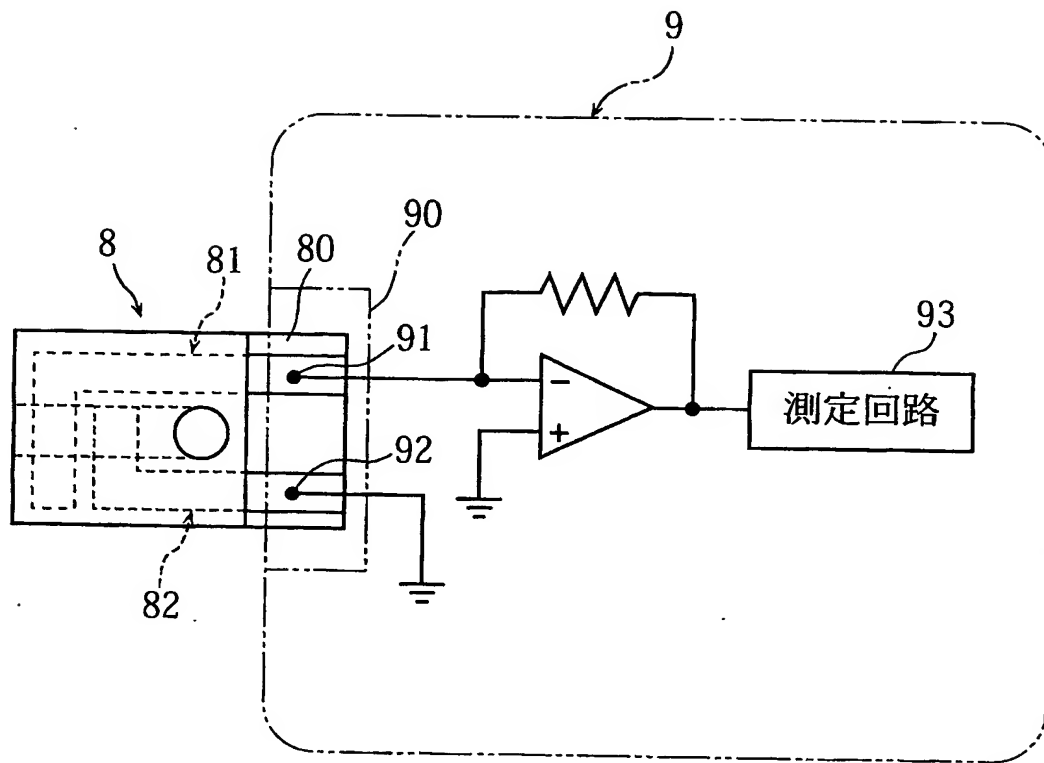
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 分析装置を大型化することなくコスト的に有利に静電気などの外乱ノイズの影響を抑制する。

【解決手段】 複数の端子50A, 50Bおよび分析回路51を備えた分析装置Y1に装着したときに複数の端子50A, 50Bに接触させるための複数の電極11, 12を備えた分析用具X1において、複数の電極1, 12のうちの少なくとも1つの電極12を、当該電極12を除く他の電極11よりも外乱ノイズが飛来し易く、かつ分析用具X1を分析装置Y1に装着したときに、分析回路51とは電氣的に接続されない外乱ノイズ対策電極とした。複数の端子50A, 50Bは、たとえばグランドに接続されたグランド接続用端子50Bを含んでおり、この場合、外乱ノイズ対策電極12は、分析用具X1を分析装置Y1に装着したときに、グランド接続用端子50Bに接触するように構成するのが好ましい。

【選択図】 図4

特願 2002-350198

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[000141897]

1. 変更年月日

2000年 6月12日

[変更理由]

名称変更

住 所

京都府京都市南区東九条西明田町57番地

氏 名

アークレイ株式会社